

磁界・電界併用による導電経路推定

—心臓診断への応用—

Current conducting path estimation by combining magnetic with electric fields

-Application to human heart diagnosis-

土井 達也、早野 誠治、斎藤 兆古

Tatsuya Doi, Seiji Hayano, and Yoshifuru Saito

法政大学 工学部

College of Engineering, Hosei University

1. はじめに

人間のみならず多くの生物の心臓は、電気信号で筋肉が刺激され血液の循環を司る役割を担っている。このため、人間の心臓異常の診断に心臓の位置する体表面上の電圧を測定し、血液の圧力波、すなわち脈拍と同期した電気信号波形解析が有用であることが知られている。換言すれば、心電図（ECG）による心臓診断である。他方、超電導体の量子効果を利用して、高感度磁束計（SQUID）が開発され、心臓の位置する体表面上の磁界分布（MCG）を測定することが可能となり、測定された体表面上の磁界分布から心臓内の磁界源の位置・大きさ等を推定し、心電図では得られなかったより詳細な心臓診断を行う研究がなされている[1]。

局所的に測定された磁界から磁界源、または電界から電圧源を推定する問題はいわゆる逆問題を解くことに帰する。このような問題は、フィールド源の分布や性質を求めるフィールド源推定に関する逆問題に分類され、測定できるフィールドが局所的であるために一意的な解は期待できない。

一方、媒質推定に関する逆問題は外部から既知のフィールドを対象に加えることができ、さらに、その応答を理想的に測定可能であれば一意的な解が期待できる。この媒質推定の逆問題の医学的実用例としては、Computed Tomography (CT) がある[2]。しかし、心臓の電気現象は、心筋の伸縮を司る神経の刺激が電気信号として伝達され、電気信号が伝わる経路そのものは正常な場合と異常な場合で異なるけれども一定していて、電気信号が伝わる経路の導電率は常に一定でない。換言すれば、心臓は導電率が変化する経路は一定しているが、電気信号が伝わるつど経路の導電率が変化する系と考えられる。これは、生体内の電気信号伝達のメカニズムが、神経細胞に電荷が蓄積されある敷居値を越える電圧

に達した時点で次の細胞に電荷が移動する形式で行われることに起因する。従って、心臓内の電気信号経路推定に限定した場合、単純な媒質推定に関する逆問題として取り扱うことは不可能であり、心臓自身の持つ未知フィールド源を前提とする媒質推定に関する逆問題となる。

従来から筆者等は、このような心臓内の導電率分布を一意的に推定する方法として、磁界ベクトルアローマップと電界ベクトルアローマップを併用し、体表面上に投影された電力密度分布から心臓内の導電率分布を推定する方法を提案してきた[3]。

本稿では、このような未知フィールド源を前提とする媒質推定に関する逆問題を解くために、電界・磁界測定を併用した方法を用いる。この方法は、まず最初に、測定面上の電位分布の勾配をとることにより得られた電界分布からSampled Pattern Matching法（以下、SPM法と略記）によって3次元的な電圧分布を推定する[4-9]。同様に、測定面上の磁界分布からSPM法によって3次元的な電流分布を推定する。さらに、推定された電圧分布と電流分布の相関を取り、電力密度分布を求め、この電力密度分布から対象領域内の導電経路を推定する。

この方法を用いて計算機シミュレーションを行い、実際の心臓診断に応用した結果、良好な結果が得られたので報告する。

2. 電界・磁界併用による導電経路推定

直方体中の導電率の大きい部分に電流が流れているモデルを仮定し、直方体表面につくる電界及び磁界からこの電流経路を推定する問題を考える。このような直方体領域では、静的電流系が成り立ち、電流密度 \mathbf{J} と電界 \mathbf{E} の関係はオームの法則

$$\mathbf{J} = \kappa \mathbf{E}, \quad (1)$$

で与えられる。ここで、 κ は導電率である。変位電流が無視できる場合、電流密度 \mathbf{J} は、次の条件

$$\nabla \cdot \mathbf{J} = 0, \quad (2)$$

を満足しなければならない。他方、電界 \mathbf{E} は電圧 V の関数であり、

$$\mathbf{E} = -\nabla V, \quad (3)$$

で表されるから、結局

$$-\nabla \cdot (\kappa \nabla V) = 0, \quad (4)$$

が支配方程式となる。

本稿では、まず最初に、このモデルの直方体表面上の局所的な磁界分布からSPM法によって直方体内部の3次元的な電流分布を推定する。同様に、局所的な電界分布からSPM法によって直方体内部の3次元的な電圧分布を推定する。そして、推定された電流分布と電圧分布の内積を取ることによって得られる電力密度分布から直方体内部の導電経路の推定を行う。

図1にシミュレーションによる例題を示す。図1(a)は、正解の電流(導電率)分布である。図1(b)は、直方体上面の面に垂直方向の磁界分

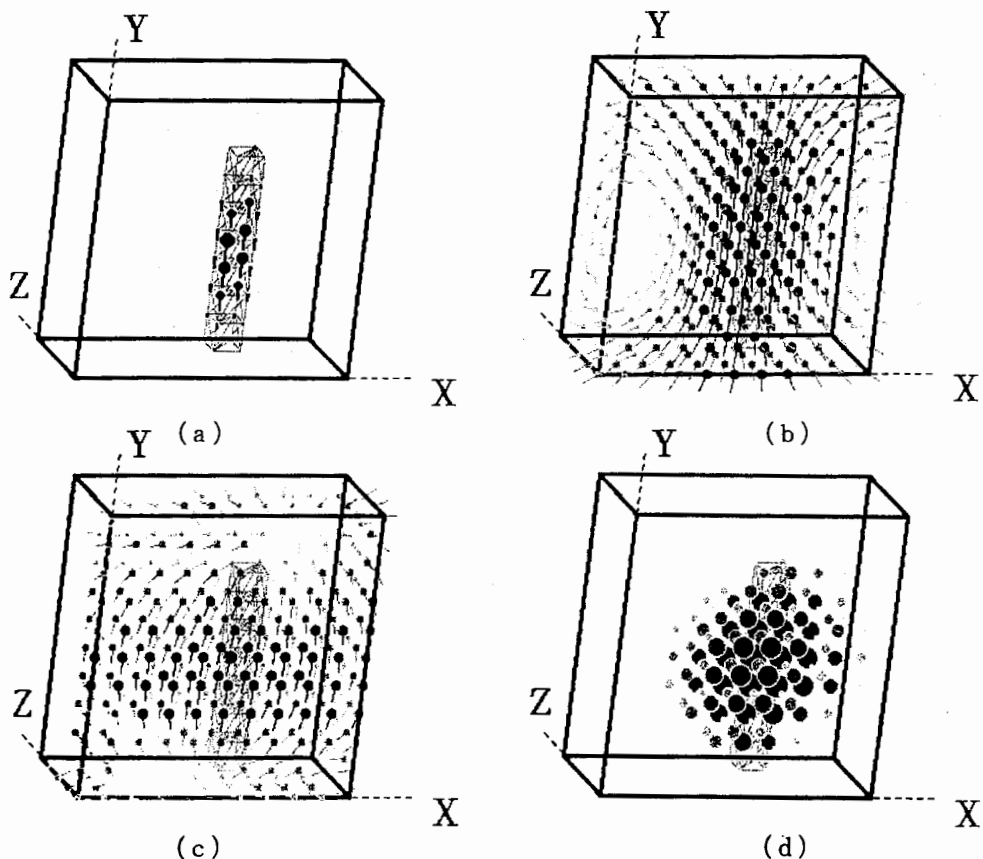


図1 シミュレーション結果。(a) 正確な電流(導電率)分布、(b) 局所的な磁界分布から推定した電流分布、(c) 局所的な電界分布から推定した電圧分布、(d) 電力密度分布。

布からSPM法によって推定された3次元的な電流分布である。図1(c)は、直方体上面の電界分布からSPM法によって推定された3次元的な電圧分布である。図1(d)は、図1(b)と図1(c)の内積を取ることで得られた3次元的な電力密度分布である。図1(d)の結果から、直方体内部の電流経路がある程度推定可能なことがわかる。なお、直方体表面上の局所的な磁界分布および電界分布の計算には、有限要素法を用いた。

図2に、図1よりも複雑な電流経路の場合の推定結果を示す。図2(a)は、正解の電流(導電率)分布である。図2(b)は、直方体上面の面に垂直方向の磁界分布からSPM法によって推定された3次元的な電流分布である。図2(c)は、直方体上面の電界分布からSPM法によって推定された3次元的な電圧分布である。図2(d)は、図2(b)と図2(c)の内積を取ることで得られた3次元的な電力密度分布である。図2(d)の結果から、直方体内部の電流経路がある程度推定可能なことがわかる。

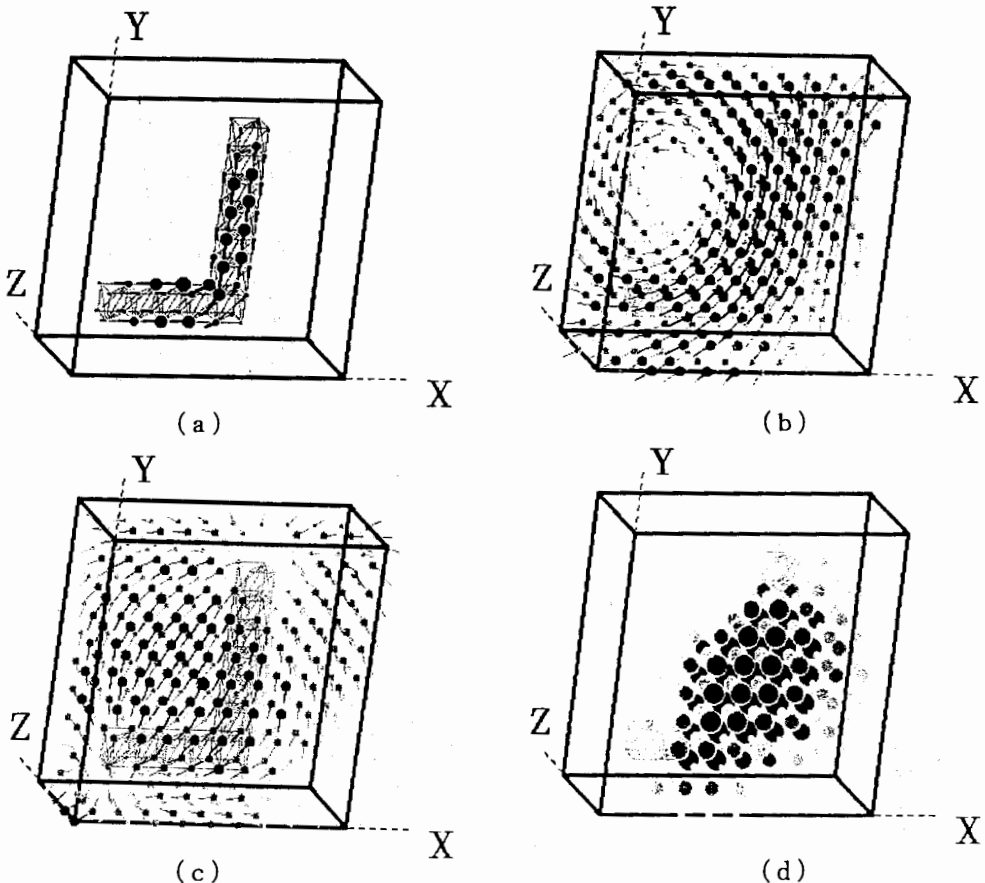


図2 シミュレーション結果。(a) 正確な電流(導電率)分布、(b) 局所的な磁界分布から推定した電流分布、(c) 局所的な電界分布から推定した電圧分布、(d) 電力密度分布。

3. 心臓診断への応用

3. 1. 電気刺激系と区間モデル

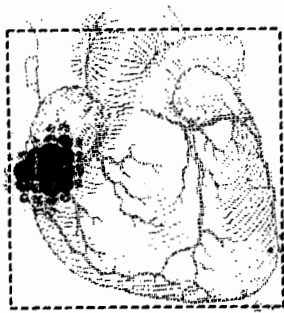
心臓の電気刺激系は、洞房結節、房室結節、ヒス束、右脚、左脚およびプルキンエ線維からなる。洞房結節はPacemaker的に電気信号を発生し、周囲の心房筋に伝導した後、房室結節に集電され、ヒス束を通じて右脚と左脚に分かれて電流が流れる。左脚の電流は前方線と後方線に分流し、脚枝は樹枝状に細かく枝分かれして心内膜側より筋層内に分布して、末端のプルキンエ線維で電流の流れが終る。これらの電気刺激系は単に導電率が大きい部分から構成される系でなく、電荷蓄積による電圧増加が導電率を大きくする系と解釈されるべきであることが通常の電気回路と本質的に異なる。しかし、ある部分からある部分へ電流が流れる区間は一種の単純な静的電流分布系とモデル化することは第一近似として充分であろう。

以上の理由から、心臓の電気刺激系の区間モデルとして、心臓を含む直方体領域で静的電流系が成り立つと考える。区間モデルの直方体と他の部分との境界はノイマン境界条件が成り立つと仮定する。これは、実際の心臓では必ずしも成り立つ境界条件で無い。しかし、局所的な磁界・電界分布から心臓内の導電率分布が推定可能かどうかのシミュレーションモデルとしては妥当なモデルである。

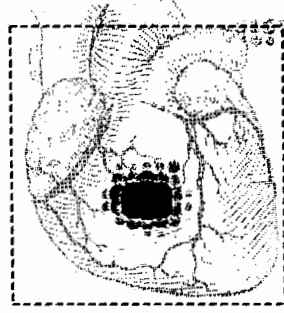
本稿では、心臓の電気刺激系の一部の区間の導電率の大きい部分と小さな部分からなる導体に直流電流が分布する静的電流系で表されると仮定し、第一近似の区間モデルを前提とする。

3. 2. 実際の心臓診断への応用

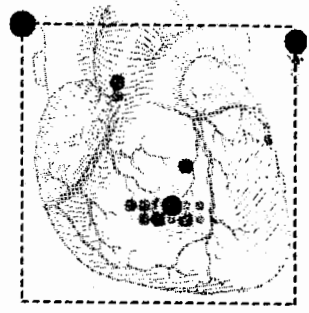
心磁図によって測定された体表面上の局所的な磁界分布からSPM法によって直方体内部の3次元的な電流分布を推定する。また、心電図から得られた体表面上の電位分布から電界分布を計算する。局所的な電界分布からSPM法によって直方体内部の3次元的な電圧分布を推定する。そして、推定された電流分布と電圧分布の内積を取ることで得られる電力密度分布から直方体内部の導電経路の推定を行う。正常な場合と疾患のある場合の心臓の導電経路の比較を行うことにより心臓診断を行う。しかしながら、心臓の電気信号経路は正常な場合と疾患をもつ場合で異なるが、全く異なるわけではなく、ある一部分に疾患を持つ場合がほとんどである。従って、正確な心臓診断を行うためには、導電経路の時間変化をみる必要がある。



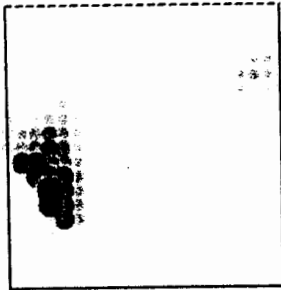
体表面からみた場合



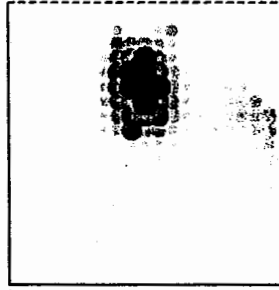
体表面からみた場合



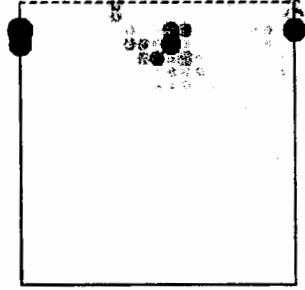
体表面からみた場合



心臓を下からみた場合
(a) QRS : 16.0ms



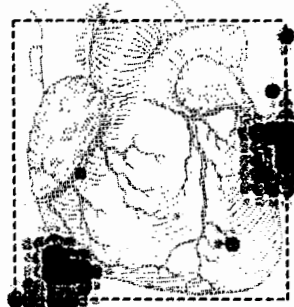
心臓を下からみた場合
(b) QRS : 22.0ms



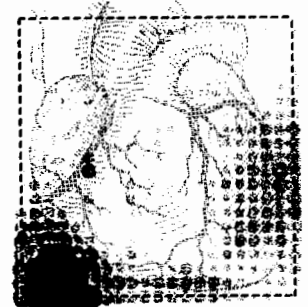
心臓を下からみた場合
(c) QRS : 28.0ms



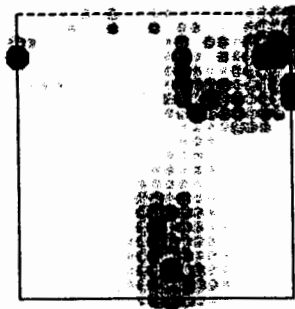
体表面からみた場合



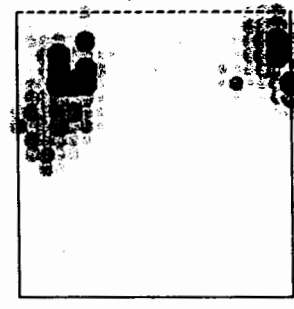
体表面からみた場合



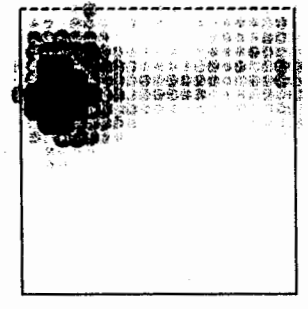
体表面からみた場合



心臓を下からみた場合
(d) QRS : 34.0ms



心臓を下からみた場合
(e) QRS : 40.0ms



心臓を下からみた場合
(f) QRS : 46.0ms

図3 実際の心電図と心磁図から推定された正常な場合の心臓内の電力密度分布。

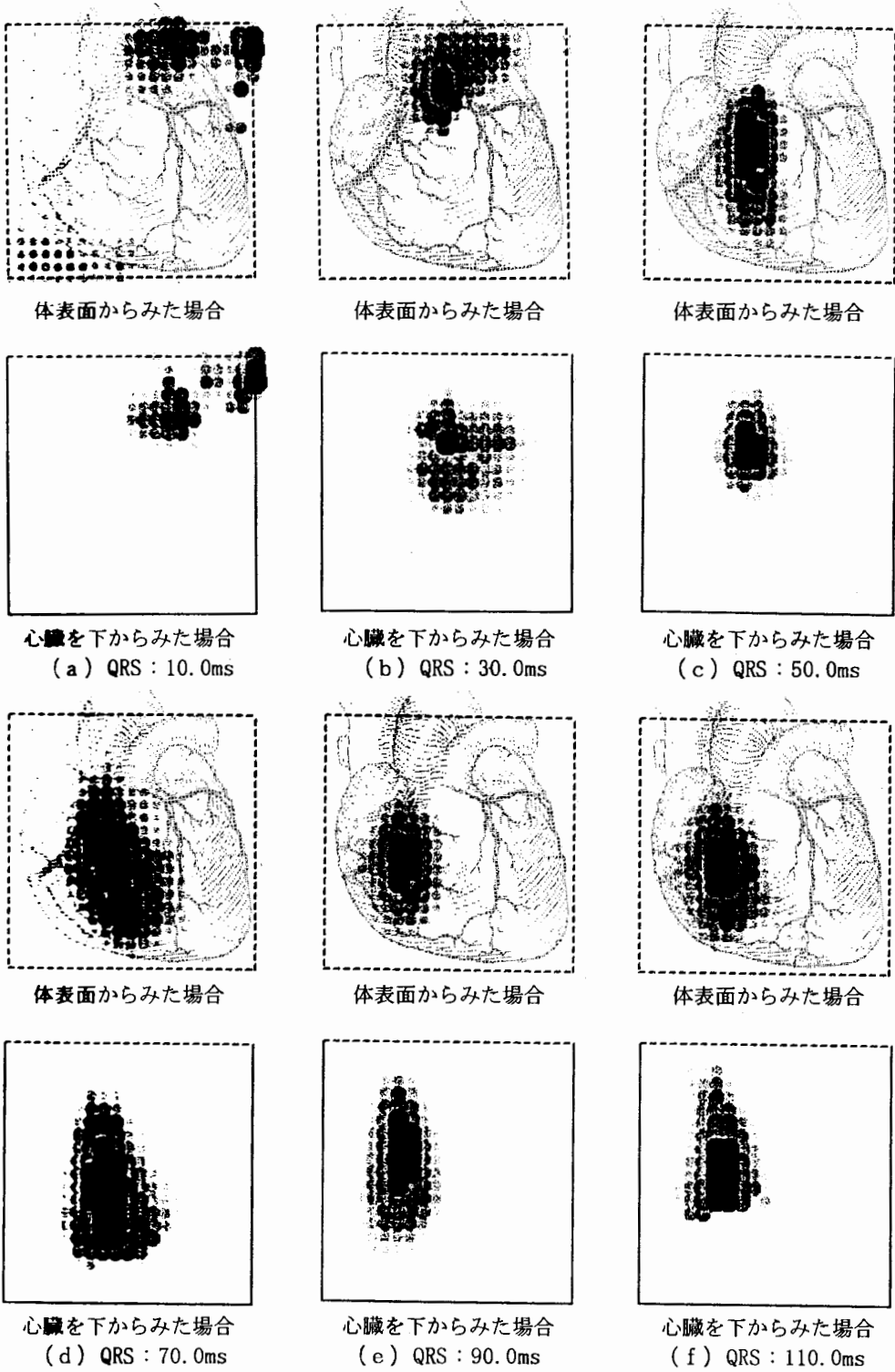
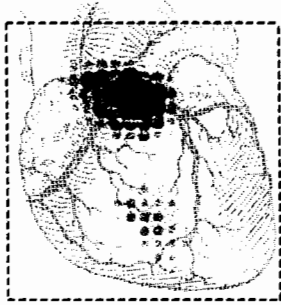
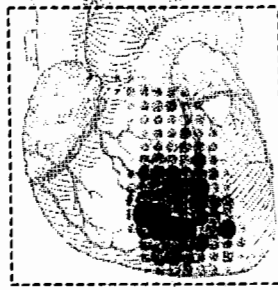


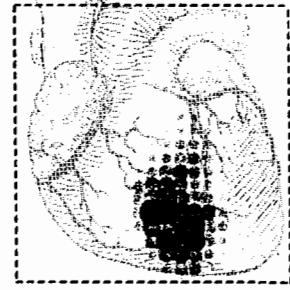
図4 実際の心電図と心磁図から推定されたRBBB症候群の場合の心臓内の電力密度分布。



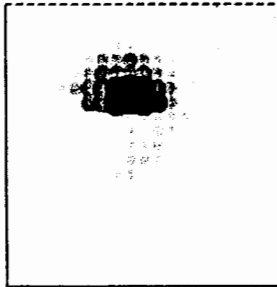
体表面からみた場合



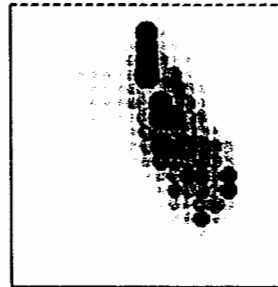
体表面からみた場合



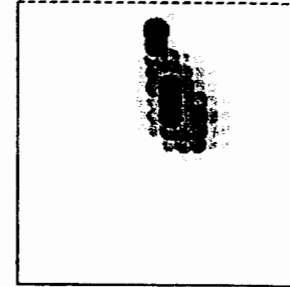
体表面からみた場合



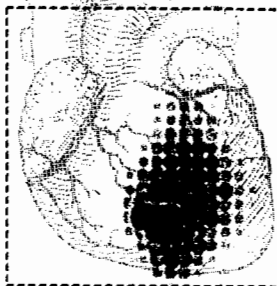
心臓を下からみた場合
(a) QRS : 10.0ms



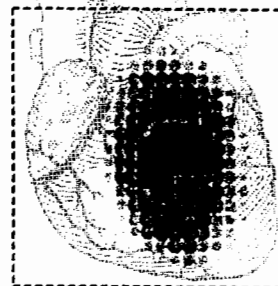
心臓を下からみた場合
(b) QRS : 30.0ms



心臓を下からみた場合
(c) QRS : 50.0ms



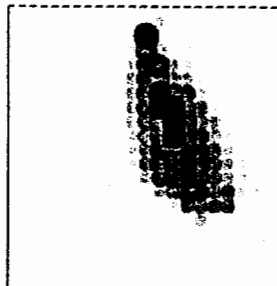
体表面からみた場合



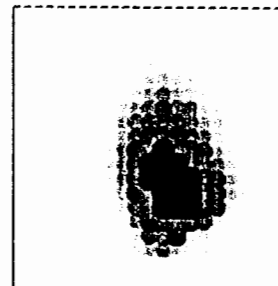
体表面からみた場合



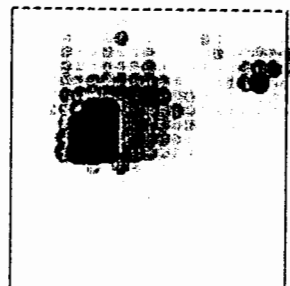
体表面からみた場合



心臓を下からみた場合
(d) QRS : 70.0ms



心臓を下からみた場合
(e) QRS : 90.0ms



心臓を下からみた場合
(f) QRS : 110.0ms

図5 実際の心電図と心磁図から推定されたLBBB症候群の場合の心臓内の電力密度分布。

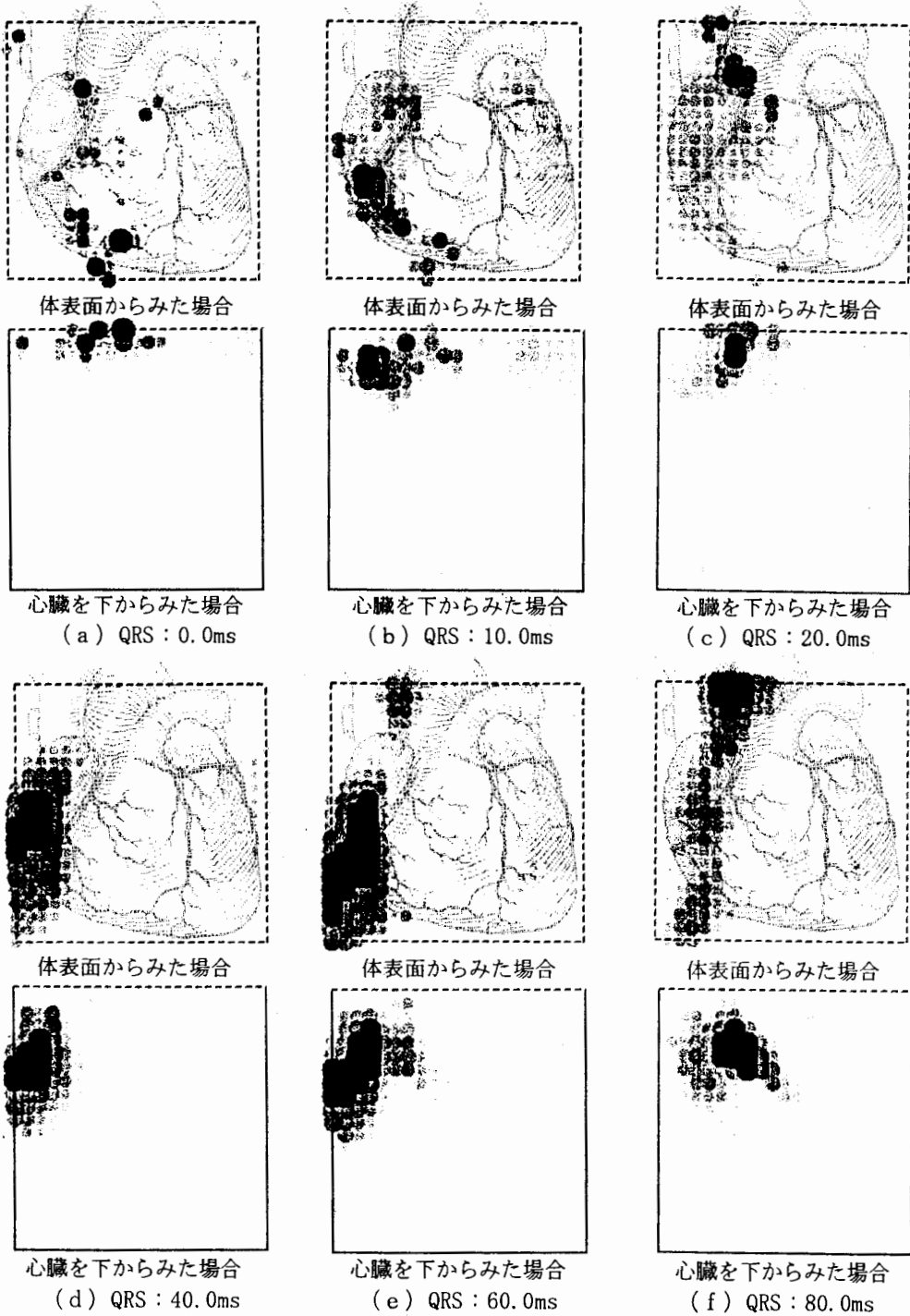


図6 実際の心電図と心磁図から推定されたWPW (Type-A) の場合の心臓内の電力密度分布。

実際の心臓の心磁図・心電図のデータを適用した例題を図3-6に示す。図3, 4, 5および6は、それぞれ、正常な場合、Right bundle branch block (RBBB) 症候群、Left bundle branch block (LBBB) 症候群、Wolff-Perkinson-White (WPW) 症候群の場合のQRS波の各瞬間における電力密度分布を表している。それぞれの図において、破線の部分が測定面をあらわし、推定された電力密度の大きさは濃淡で表してある。また、図中の心臓の図は、推定された電力密度分布の位置をわかりやすくするためのもので、実際の位置・大きさは異なる。

明らかに、正常な心臓と各症候群の推定された電力密度分布のパターンは異なり、結果として導電経路の時間変化が明確に異なることが確認され、心臓診断に極めて有効であると考えられる。

4. まとめ

本稿では、電界・磁界を併用し、電力密度分布を推定することで、電流が流れる経路である導電率の大きい部分を推定することが可能であることを計算機シミュレーションによって示した。さらに、実際の心電図・心磁図に適用した結果、心臓疾患は電気伝導経路の時間変化が異なることに起因することが確認された。

謝 辞

本稿で採用したMCG・ECGデータを快く提供して頂いた徳島大学医学部第二内科の中屋教授に厚くお礼を申し上げます。

参考文献

- [1] Anger G., Inverse Problems in Differential Equations, Plenum Press, 1990, New York.
- [2] 岩井喜典、他 編著、医用画像診断装置-CT, MRIを中心として、コロナ社、1988、東京。
- [3] 土井、早野、斎藤、電気学会マグネティックス研究会資料、MAG-94-46。
- [4] Y. Saito, E. Itagaki, and S. Hayano, J. Appl. Phys., Vol. 67, No. 9, May (1990), pp. 5830-5833.
- [5] H. Saotome, K. Kitsuta, S. Hayano, and Y. Saito, IEEE Trans. Magn., MAG-29, No. 2 (1993), pp. 1389-1394.
- [6] H. Saotome, T. Doi, S. Hayano, and Y. Saito, IEEE Trans. Magn., MAG-29, No. 2 (1993), pp. 1861-1864.
- [7] H. Saotome, K. Kitsuta, S. Hayano, and Y. Saito, Int. J. Appl. Electromag. Matrls., 3, No. 4, (Elsevier Pub. Co. LTD), (1993), pp. 297-306.
- [8] 土井、早乙女、早野、斎藤、電学論A, 114巻4号、平成6年4月、pp. 290-295.
- [9] T. Doi, S. Hayano, and Y. Saito, Y. Ishihara and E. Matsumoto Ed., Abstracts the Second Japanese-Czech-Slovak Joint Seminar on APPLIED ELECTROMAGNETICS IN MATERIALS, January 19-21, 1994, Kyoto, Japan, pp. 43-46.

原稿受付日	平成6年10月11日
-------	------------